

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 2000175886 A

(43) Date of publication of application: 27.06.2000

(51) Int. Cl. A61B 5/08

(21) Application number: 10354751

(22) Date of filing: 14.12.1998

(71) Applicant: NIPPON KODEN CORP

(72) Inventor: UTSUNOMIYA HIDETAKA  
YOKOO TADASHI(54) METHOD AND APPARATUS FOR  
PROCESSING VENTILATION DATA

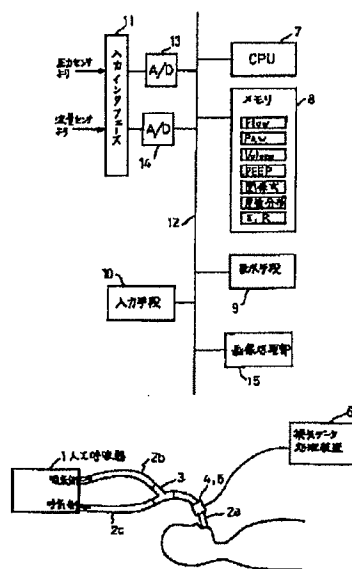
is obt'd.

COPYRIGHT: (C)2000,JPO

(57) Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To accurately obtain  $C(=1/E)$  and  $R$  even when a patient connected with a respirator performs spontaneous respiration.

**SOLUTION:** Driving pressure of a respirator 1 is measured by means of a pressure sensor 4 at a plurality of points in time and respiration flow rate of a patient and respiration vol. of the patient in a conduit 2a are measured based on output of a flow rate sensor 5. In this case, measured driving pressure, flow rate and vol. are substituted into a related equation of a linear function between  $E$  (a reciprocal of compliance) and  $R$  (a respiratory tract resistance) which is held when there exists no spontaneous respiration and has the driving pressure of the respirator 1, the flow rate in the conduit 2a and respiration vol. of the patient as constants to obtain the related equation at each point and points of intersection of a group of straight lines expressing these related equations in the  $E$ - $R$  coordinate are obt'd. and the point of intersection with the highest frequency



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-175886

(P2000-175886A)

(43) 公開日 平成12年6月27日 (2000.6.27)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 5/08

識別記号

F I

A61B 5/08

シート\* (参考)

4C038

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平10-354751

(22) 出願日 平成10年12月14日 (1998.12.14)

(71) 出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 宇都宮 秀孝

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
光電工業株式会社内

(72) 発明者 横尾 正

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
光電工業株式会社内

(74) 代理人 100074147

弁理士 本田 崇

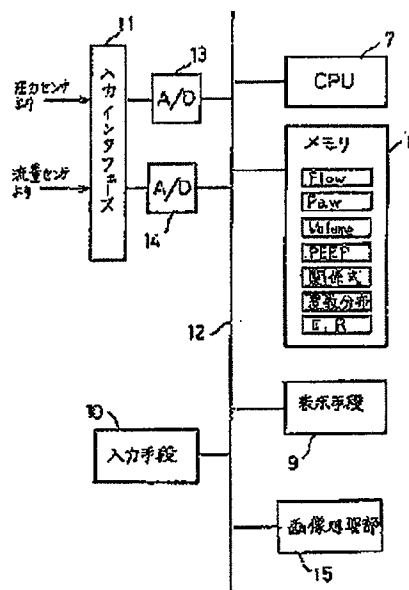
Pターム(参考) 4C038 S501 S504 S506 S505

(54) 【発明の名称】 換気データ処理方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 人工呼吸器を接続された患者が自発呼吸を行なっている場合、 $C(=1/E)$ 、 $R$ を正確に求めること。

【解決手段】 複数の時点において、圧力センサ4により人工呼吸器1の駆動圧を測定し、前記流量センサ5の出力に基づいて導管2a内の患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定し、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器1の駆動圧、前記導管2a内の流量、患者呼吸容積を定数とする $E$ （コンプライアンスの逆数）と $R$ （気道抵抗）の1次関数の関係式に、測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求め、 $E-R$ 座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、傾度が最も高い交点を求める。



(2)

特開2000-175886

1

2

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法であって、  
 複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定し、  
 自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE  
 （コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次関数の関係式に、測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求め、

E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、  
 傾度が最も高い交点を求めることを特徴とする換気データ処理方法。

【請求項2】 人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理装置であって、  
 複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定する測定手段と、

自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE  
 （コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次関数の関係式に、前記測定手段により測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求める関係式作成手段と、

E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求める交点検出手段と、

この交点検出手段が求めた交点のうち傾度が最も高い交点を求める最高傾度交点検出手段と、  
 を具備することを特徴とする換気データ処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 人工呼吸器下での患者の呼吸管理を行う上で重要なパラメータとして、換気力学的な側面から、コンプライアンスC、呼吸抵抗（気道抵抗）Rがあげられる。換気力学的に呼吸回路を考えた場合、等価回路は図8のようになる。ここで、負荷はCとRであり、駆動源は、患者の呼吸筋圧（横隔膜、肋間筋などによる

呼吸筋圧の総称）Pmusと人工呼吸器の駆動圧（人工呼吸器圧）Pawである。

【0003】 この構成によれば、患者のC、Rに応じて、呼吸筋圧（自発呼吸圧）Pmusを人工呼吸器圧Pawで補助しながら、必要な換気量を確認している、と言える。C、Rはウィーニングに向けて、変化していくことが多い。従って、負荷C、Rを必要な時にいつでも知り得ることは呼吸管理上、特に換気力学的な管理の上から重要である。

【0004】 C、Rを求める方法はいくつか提案されているが、いずれも自発呼吸圧Pmusを測定できないので、自発呼吸がない、すなわちPmus=0の条件付きで求めている。

【0005】 ここで従来の最小2乗法によるC、R算出方法を説明する。まず図8の等価回路において、1呼吸期間、C、Rが一定（変化しない）と仮定すると、次式が成立する。

【0006】

$$\Delta P_{aw0} = R \times f_1 + E \times V_1 + P_{mus} \quad \dots (1)$$

ここで、E=1/C

f<sub>1</sub>: 時刻t<sub>1</sub>の時の流量Flow

V<sub>1</sub>: 時刻t<sub>1</sub>の時の患者呼吸容積Volume、吸気開始時点の値をゼロとする。

ΔP<sub>aw0</sub>: 時刻t<sub>1</sub>の時の等価的ΔPaw。ΔPaw=Paw-PEEP  
 (PEEP: 呼吸終末陽圧; positive end-expiratory pressure)

P<sub>mus1</sub>: 時刻t<sub>1</sub>の時のPmus

【0007】 実測される時刻t<sub>1</sub>の時のΔPawをΔPaw<sub>1</sub>とし、(1)式のΔPaw<sub>0</sub>との差の2乗を計算し、その1呼吸期間分の和をSとする。ここで、自発呼吸がない、即ちP<sub>mus1</sub>=0とすると、

$$S = \sum (\Delta P_{aw1} - \Delta P_{aw0})^2 \\ = \sum (\Delta P_{aw1} - R \times f_1 - E \times V_1)^2 \quad \dots (2)$$

(2)式は、EまたはRに関して、下に凸なので、Sが最小になる条件は、

$$\partial S / \partial R = 0 \quad \text{かつ} \quad \partial S / \partial E = 0 \quad \dots (3)$$

(3)式は、E、Rを未知数とした連立方程式なので、E、Rを求めることができる。しかし自発呼吸がある場合は呼吸筋圧Pmusが発生しており、P<sub>mus1</sub>は測定できないため正確にE、Rを測定することはできない。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 従来はこのように、P<sub>mus</sub>=0であるとしてE(=1/C)、Rを求めていたため、自発呼吸があるときはこれらの値を正確に求めることはできなかった。

【0009】 本発明の目的は、自発呼吸がある場合であってもE(=1/C)、Rを正確に求めることである。

【0010】

【課題を解決するための手段】 本発明の原理を説明する。 (1)式において、P<sub>mus1</sub>=0、ΔPaw<sub>0</sub>=ΔPawとし

(3)

特開2000-175886

3

て、EとRについて整理すると、

$$E = -(f_i/v_i) \times R + \Delta P_{aw}/v_i$$

(4) 式は時刻*i*において、EとRの1次関数で、E軸とR軸の直交座標で表される。

【0011】1呼吸期間において、自発呼吸が無い場合、全直線を引くと、図2に示すようになる。P点は、1呼吸期間において変化しない点、即ち求めるE、Rを表している。E、Rは一定であり、自発呼吸が無いので(4)式が成立するからである。

【0012】一方、自発呼吸がある時刻の直線は、(4)式は成立せず、P点を通らない。また、 $P_{mus}$ は常に変動するので定まった点を通らない。

【0013】しかし1呼吸期間の間には、自発呼吸がない時刻が存在するので、そのときはある定まった点を通り、また、多少自発呼吸がある場合でも、ある程度定まった集中点があることになる。図3にこのような場合の集中点Qを示す。本発明は、以上の原理に基づきなされたものである。

【0014】請求項1に係る方法は、人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法であって、複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定し、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE（コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次関数の関係式に、測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求め、E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、傾度が最も高い交点を求めることを特徴とする。

【0015】請求項2に係る装置は、人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理装置であって、複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定する測定手段と、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE（コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次関数の関係式に、前記測定手段により測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求める関係式作成手段と、E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求める交点検出手段と、この交点検出手段が求めた交点のうち傾度が最も高い交点を求める最高傾度交点検出手段と、を具備することを特徴とする。

【0016】

4

---(4)

【発明の実施の形態】図4は、本発明の換気データ処理装置が用いられる測定システムの全体構成を示す図である。この図に示すように、患者の気道は導管2aの一端に接続されている。導管2aの他端はYアダプタ3の第1の出入口に接続されている。Yアダプタ3の第2および第3の出入口はそれぞれ導管2b、2cを介して人工呼吸器1の吸気側と呼気側に接続されている。患者の口元付近における導管2aには、導管2a内の圧力すなわち人工呼吸器圧 $P_{aw}$ を検出する圧力センサ4と、患者の呼気および吸気の流量 $Flow$ を検出する流量センサ5が設けられている。実際には、導管2aに差圧発生機構を設け、その差圧を2本のチューブで患者の口元から離れた箇所に設置された圧力センサに導き、これによって流量と圧力を測定するものが一般的であるが、ここではそのようなものを含めて概念的に患者の口元に同センサが存在するとしている。

【0017】圧力センサ4と、流量センサ5の出力は、換気データ処理装置6に至るようにされている換気データ処理装置6は図1に示すようにコンピュータシステムによる構成である。すなわち、換気データ処理装置6は、演算制御を行うCPU（中央処理装置）7、処理プログラムや必要なデータを記憶し、あるいは処理の過程でデータを一時的に記憶するためのメモリ8、データを表示する表示手段9、表示手段9に表示するデータをCPU8の制御のもとに作成する画像処理部15、キーボード等から成る入力手段10、外部からのデータを本システムに取り込むための入力インタフェース11とシステムバス12を備えている。更にA/D変換器13、14を備え、これらはそれぞれ圧力センサ4と、流量センサ5の出力を入力インタフェース11を通してA/D変換している。

【0018】次にこのように構成された測定システムの動作を説明する。図5は換気データ処理装置6が行う処理のフローチャートである。この図を参照して説明する。

【0019】換気データ処理装置6が動作開始となると、圧力センサ4と、流量センサ5の出力から $P_{aw}$ データと流量 $Flow$ データの取り込みを開始し、1呼吸を認識する（ステップ101）。ここで吸気開始点を $Flow$ 波形データから認識し、記憶しておき、次の吸気開始点を認識した時点で記憶していた前の吸気開始点から今回の吸気開始点の1つ前の時点（呼気終了点）までを1呼吸と認識する。

【0020】次に、認識した1呼吸において、吸気量と呼気量との差が所定値a%（例えば20%）以下かを判断する（ステップ102）。不安定な呼吸データを排除するためである。このステップでnoと判断するとステップ

101に戻る。

(4)

特開2000-175886

5

5

【0021】ステップ102でyesと判断すると、ステップ103に進み、ここで、Volume波形データを計算する。この計算は、Flow波形データの積分により行う。その際吸気開始点のVolumeをゼロとする。ここで、1呼吸のFlowデータ、PawデータおよびVolumeデータをメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に、それらの波形を表示する。一例を図6に示す。

【0022】次に、PEEPを測定する(ステップ104)。理想的には呼気終末点のPawの値である。実際には呼気終末点のPawは患者の呼気努力が発生し、PEEPレベルより、急激に下がっている(このわずかな下がりを入人工呼吸器が検出し、送気を開始する)。このため、呼気終末付近のPawの平坦部分を検出しこれをPEEPとす \*

$$E = -(F_i/V_i) \times R + \Delta P_{aw}/V_i$$

ここで、

E:患者の口元から見たエラスティクス、コンプライアンスの逆数。cmH<sub>2</sub>O/L。

R:患者の口元から見た気道抵抗。cmH<sub>2</sub>O/L/s。

F<sub>i</sub>:時刻t<sub>i</sub>時点のFlow。L/s。

Paw<sub>i</sub>:時刻t<sub>i</sub>時点のPaw。cmH<sub>2</sub>O。

V<sub>i</sub>:時刻t<sub>i</sub>時点のVolume。吸気開始時点进行ゼロとしている。L。

ΔPaw<sub>i</sub>:時刻t<sub>i</sub>時点のPaw<sub>i</sub>からPEEPを引いた圧。cmH<sub>2</sub>O。

【0025】この関係式をE軸、R軸の直交座標上で表すと、1つの時点では一本の直線であり、計算範囲内の全ての時刻t<sub>i</sub>について表すと直線群となる。ここで、これらの関係式をメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に表示する。表示の一例を図7に示す。

【0026】次に、直線群のうちの2つの直線の交点を、すべての直線の組み合わせにより求める(ステップ107)。但し、呼気期間、および吸気期間の終り付近の傾きがゼロに近い直線群の組み合わせは除く(交点は求めない)。

【0027】呼気期間を除くのは次の理由による。呼気期間において、呼吸筋は通常弛緩しており、その場合はFlowは患者のC<sub>R</sub>の時定数に従った波形となる。このためER平面上ではどの時点でも全く同一の直線となり、計算不能または誤差が大きくなるからである。また、吸気期間の終り付近の傾きがゼロに近い直線の組み合わせを除くのは、交点がばらつくからである。

【0028】具体的には、傾きの絶対値がd(秒<sup>-1</sup>) (例: 0.20)以上の直線の組み合わせについて計算する。

【0029】次に、最大傾度の交点を求める(ステップ108)。すなわち、求めた交点のE、Rについて、それぞれ度数分布を求め、傾度が一番大きいE、R値を求める。ただし、度数分布がある程度尖鋭であることが必

要である。

【0023】次に、計算範囲を決める(ステップ105)。吸気開始点付近と呼気終末付近はVolumeが非常に小さく、この辺りをデータとして使用すると計算上誤差が大きくなる(次ステップで使用する(5)式においてV<sub>i</sub>が分母になっている)ので、計算範囲から除く。具体的には、吸気量をまず求めておき、吸気期間においては、Volumeが吸気量のb% (例えば20%)以上の期間、呼気期間においてはVolumeが漸減していくが、吸気量のc% (例えば20%)以上の期間を計算範囲とする。

【0024】次に、計算範囲内のデータ測定時刻t<sub>i</sub>毎にE、Rの関係式を求める(ステップ106)。この関係式は次の式である。

$$\cdots(5)$$

要である。尖鋭かどうかを判断する基準としては、例えば、平均値に対する分散がc% (例: 50%)以下であれば尖鋭とみなす。これらの度数分布および傾度最大のE、R値をメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に表示する(度数分布は図7に示すように直線群に重ねて表示する)。

【0030】本実施の形態によれば、不安定時の呼吸データおよび1呼吸のうちの吸気開始点付近と呼気終末付近のデータを排除しているため、正確な結果が得られる。

【0031】

【発明の効果】本発明によれば、人工呼吸器を接続された患者が自発呼吸を行なっている場合でもC(=1/E)、Rを正確に求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本発明の原理を説明するための図。

【図3】本発明の原理を説明するための図。

【図4】図1に示した装置が用いられた測定システムの全体図。

【図5】図1に示した装置の動作を説明するためのフローチャート。

【図6】表示手段の表示画面に表示されるデータの例を示す図。

【図7】表示手段の表示画面に表示されるデータの例を示す図。

【図8】換気力学的な呼吸回路の等価回路を示す図。

【符号の説明】

4 圧力センサ

5 流量センサ

6 換気データ処理装置

7 CPU

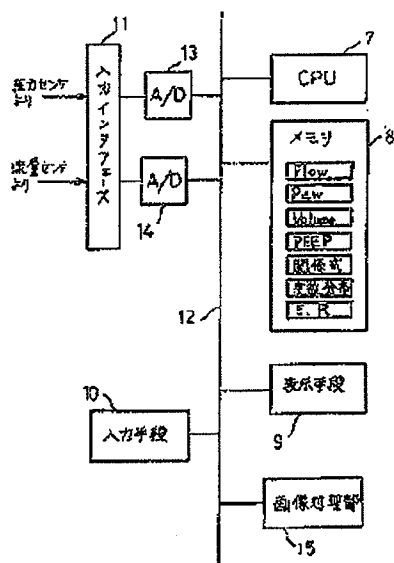
8 メモリ

9 表示手段

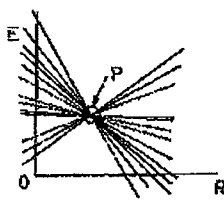
(5)

特開2000-175886

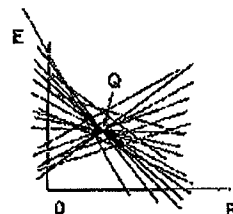
【図1】



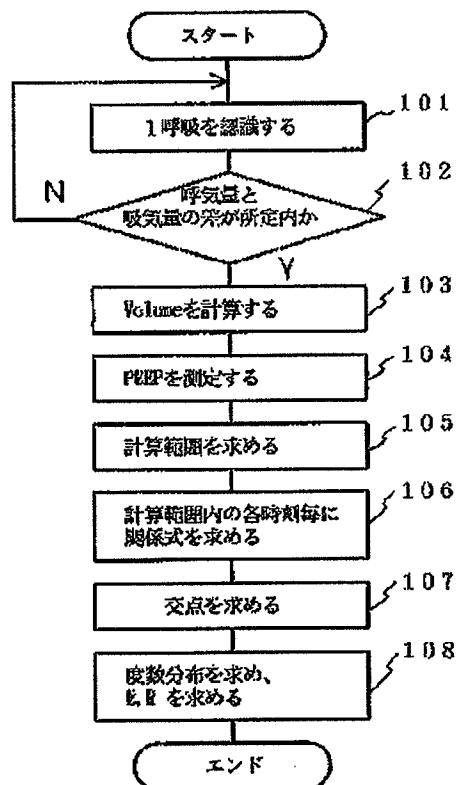
【図2】



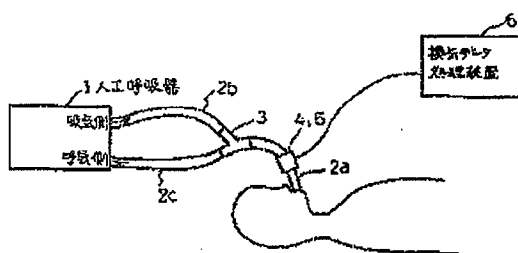
【図3】



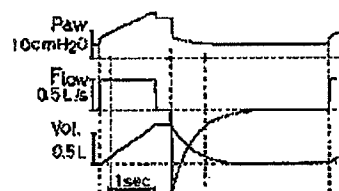
【図5】



【図4】



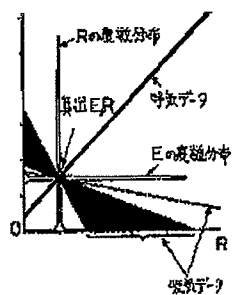
【図6】



(6)

特開2000-175886

【図7】



【図8】

